

報告書 (体育研究所プロジェクト研究)

自転車駆動時のクランク力発揮特性と下肢筋群の活動量

Crank force output and lower limb muscle activity during pedaling

田 中 重 陽*, 平 塚 和 也**, 角 田 直 也*

Shigeharu Tanaka*, Kazuya Hiratsuka** and Naoya Tsunoda*

I. は じ め に

自転車駆動によって発揮されるパワーは、負荷（力）と回転数（速度）によって決定される。そのパワー値の大小は、体重や筋量の影響を受け^{6, 11)}、それらを高めることがパワー発揮能力の向上に影響を及ぼすものと考えられる。しかしながら、同程度の筋量を有していても出力パワーには個人差が存在する。最大筋力と最大パワーとの関係について検討した報告⁵⁾でも、負荷の軽い場合は個人差の度合いが大きく、その要因としてスピードの要素が深く関わっていることが指摘されている。さらにスポーツ選手の場合、パワーの差は、神経衝撃による多くの運動単位の瞬時的動員、筋節の素早い短縮といった筋の機能的な要素が関連していることが指摘⁴⁾されている。自転車駆動時において発揮されるパワーの差異を生じさせた要因を探ることは、トレーニング科学として用いられる自転車駆動時のパワー測定の意味や、トレーニング法について理解を深めることに通じるものであり、スポーツ現場に対して有用な情報を提供することが可能であると思われる。

そこで本研究では、自転車駆動時の発揮パワーの差異に及ぼす、クランクに生じた力と速度及び下肢筋群の活動量の影響について検討した。

II. 方 法

A. 被検者

被検者は一般成人男性21名とした。これらの被検者を、体重と最大無酸素性パワーとの関係で認められた相関関係の回帰直線に対して、下方に位置した被検者10名（LG）と、上方に位置した被検者11名（HG）に分類した。各群の年齢及び身体的特性はTable 1に示した通りである。本研究は国士舘大学体育学部研究倫理審査委員会の承認を得て実施し、全被検者には研究の目的及び方法について十分な説明を行った上で、測定への参加の同意を得た。

Table 1. Age and physical characteristics of subjects.

	LG	HG
<i>n</i>	10	11
Age (yrs)	21.6±2.5	22.6±2.0
Body height (cm)	173.8±6.1	171.6±5.0
Body weight (kg)	69.2±7.1	73.4±5.9
Lean body mass (kg)	59.9±3.8	62.4±3.9

LG: Low power group, HG: High power group

* 国士舘大学大学院スポーツ・システム研究科 (Graduate School of Sport System, Kokushikan University)

** 国士舘大学体育学部 (Faculty of Physical Education, Kokushikan University)

B. 形態計測

全被検者の身長は身長計を用いて計測した。体重、脂肪量及び除脂肪体重は、身体組成測定装置 (BODY FAT ANALYZER, TBF-110, TANITA 社製) を用いてインピーダンス法により測定した。

C. 無酸素性パワー、クランク力、クランク角速度及びクランクパワーの測定

無酸素性パワーの測定は、自転車エルゴメーター (Power Max VII) を用いて実施した。負荷は体重の5%kp (LL)、7.5%kp (ML) 及び10%kp (HL) とし、座位姿勢による10秒間の全力自転車駆動をそれぞれ行わせた。測定開始前には、サドルの高さを立位姿勢時の大転子の高さに調整し、つま先はトゥークリップによってペダルに固定した。測定前には十分なウォーミングアップを行わせ、試技間には休息を挟み疲労の影響がないよう配慮した。PMV II データ収集プログラムを用いて負荷 (kp) と回転数 (rpm) をサンプリングし、得られた負荷と回転数から無酸素性パワーを算出した。全ての試技において、運動開始からピークパワーに到達するまでの仕事量を求め、時間で除した値を平均パワー (MPP) として算出した。

クランクに生じる力と速度の測定は、改良した Power Max VII を用いて実施した。本測定機は右脚側のクランク中央部の両側面にそれぞれ2つのストレインゲージを取り付け、ブリッジ法アンブにより荷重を計測するものである。即ち、クランクに対して垂直に作用した力をクランク中央部に取り付けたストレインゲージで直接的に計測するものである。また、ギアに装備したプラスチックギアから、エンコーダーの出力を A/D インターフェースを介して PC に取り込むことによってクランクの角度を計測した。クランクの角度は、ペダル位置の上死点を 0、360 度、下死点を 180 度に設定し、クランク力と同期して PC にサンプリング (1/1000 秒) した。

運動開始からピークパワーに到達するまでのク

ランク力の総和を時間で除し、平均クランク力 (MCF) として算出した。また、MCF に対する MPP の比率 (MPP/MCF 比) を算出した。さらに、LL は 10 回転まで、ML は 9 回転まで、HL は 7 回転までのペダリングを分析対象とし、1 回転毎の平均クランク力及び平均クランク角速度を算出した。

D. 下肢筋群の活動量の測定

下肢筋群の活動量は、無線型筋電計 (日本光電社製 多チャンネルテレメーターシステム WEB1000 1000Hz) を用いて、表面電極誘導法により、クランク力測定と同期して行った。被験筋は、右脚大腿部の大腿直筋、内側広筋、外側広筋及び大腿二頭筋長頭、右脚下腿部の前脛骨筋、腓腹筋内側頭とした。電極添付位置は、各筋の筋腹中央とし筋線維の走行方向に対して平行になるよう配置した。コードレス電極添付前には、皮膚と電極間の抵抗を最小にするために剃毛処理を施した。測定した筋電図は、ペダリング 1 回転毎の活動量を全波整流して、時間積分し、単位時間あたりの積分値 (iEMG/s) として算出した。

E. 統計処理

全ての測定値は各群の平均値及び標準偏差で示した。群間における差の検定は、二元配置分散分析を行い、その後 post-hoc test (Bonferroni 法) を用いて有意性を識別した。いずれも、有意水準は 5% 未満とした。

Ⅲ. 結 果

Fig.1 は、各試技の MPP 及び MCF を比較したものである。MPP 及び MCF は、負荷の増加にともない両群ともに高値を示す傾向にあった。また、両項目ともに HL において、HG が LG よりも有意に高い値を示した。MPP/MCF 比は、HL において HG が LG よりも有意に高い値を示した (Fig.2)。Fig.3 は、各試技における 1 回転毎の平均クラン

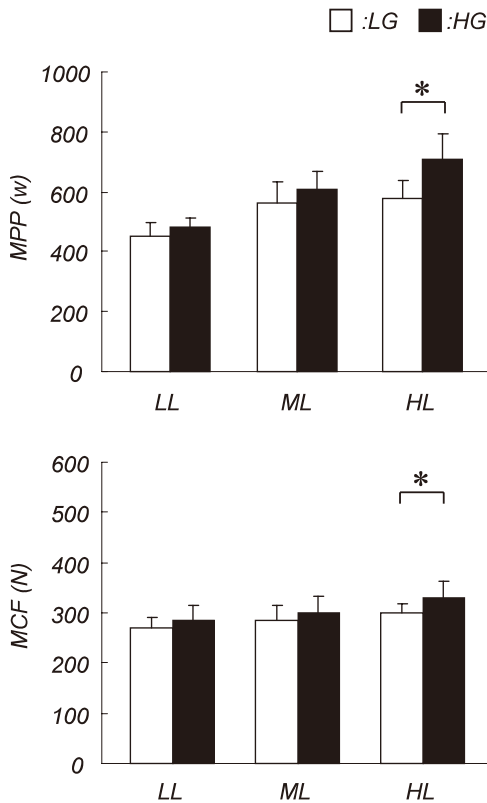


Fig.1. Comparisons of MPP and MCF between LG and HG on three loads.

LG: Low power group, HG: High power group
MPP: Mean pedaling power, MCF: Mean crank force
*: Significant difference between LG and HG. $p < 0.05$

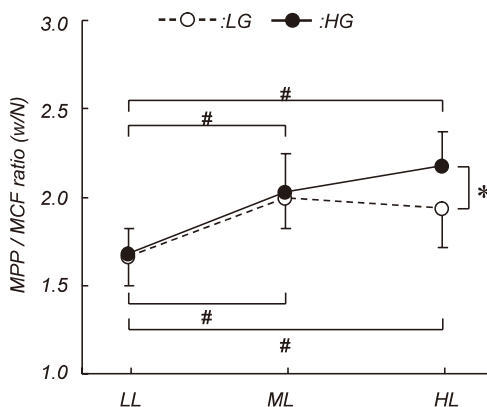


Fig.2. Comparisons of MPP/MCF ratio between LG and HG on three loads.

LG: Low power group, HG: High power group
MPP: Mean pedaling power, MCF: Mean crank force
*: Significant difference between LG and HG, $p < 0.05$
#: Significant difference among the three roads, $p < 0.05$

クランク力と平均クランク角速度の関係を示したものである。第1回転及び第2回転のクランク力はほぼ同値を示し、それ以降、クランク角速度の増加に伴いクランク力は低下する傾向を示した。クランク力の有意な群間差が認められたのは、LLでは

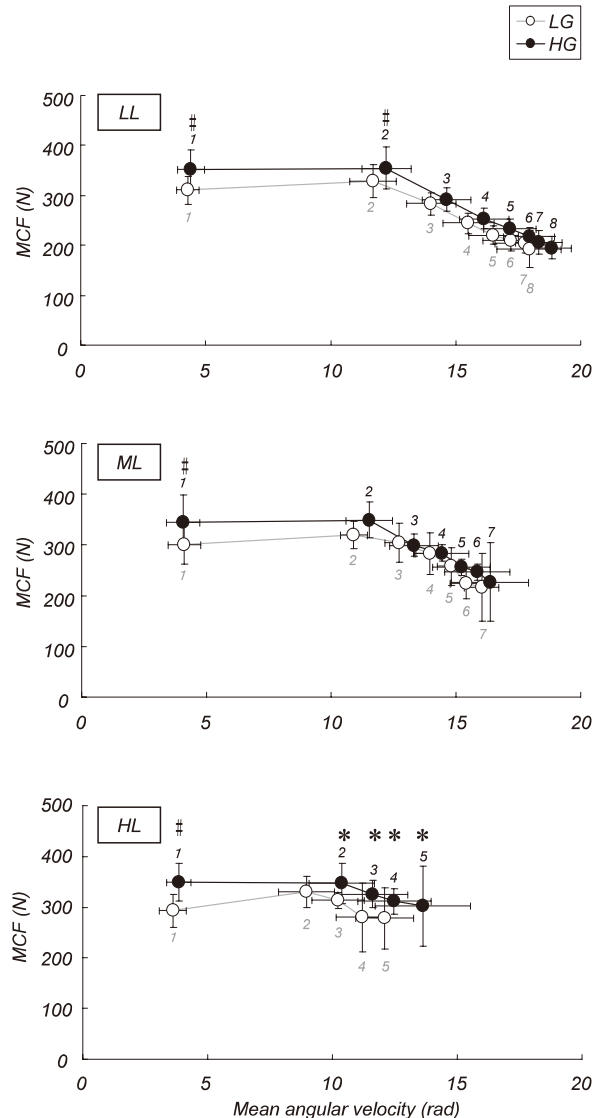


Fig.3. Relationships between mean angular velocity and MCF.

○: LG (Low power group) ●: HG (High power group)
MCF: Mean crank force
*: Significant difference of mean angular velocity between LG and HG ($p < 0.05$).
#: Significant difference of mean crank force between LG and HG ($p < 0.05$).

第1及び第2回転、ML及びHLでは、第1回転のみであった。一方、クランク角速度の著しい群間差は、HLの第2回転から第5回転までの間であった。

Fig4は、1回転毎の下肢筋群の活動量をHGとLGで比較したものである。全ての負荷においてペダリング回数に伴う活動量の変化様相には、LGとHGで大きな相違は認められなかった。各回

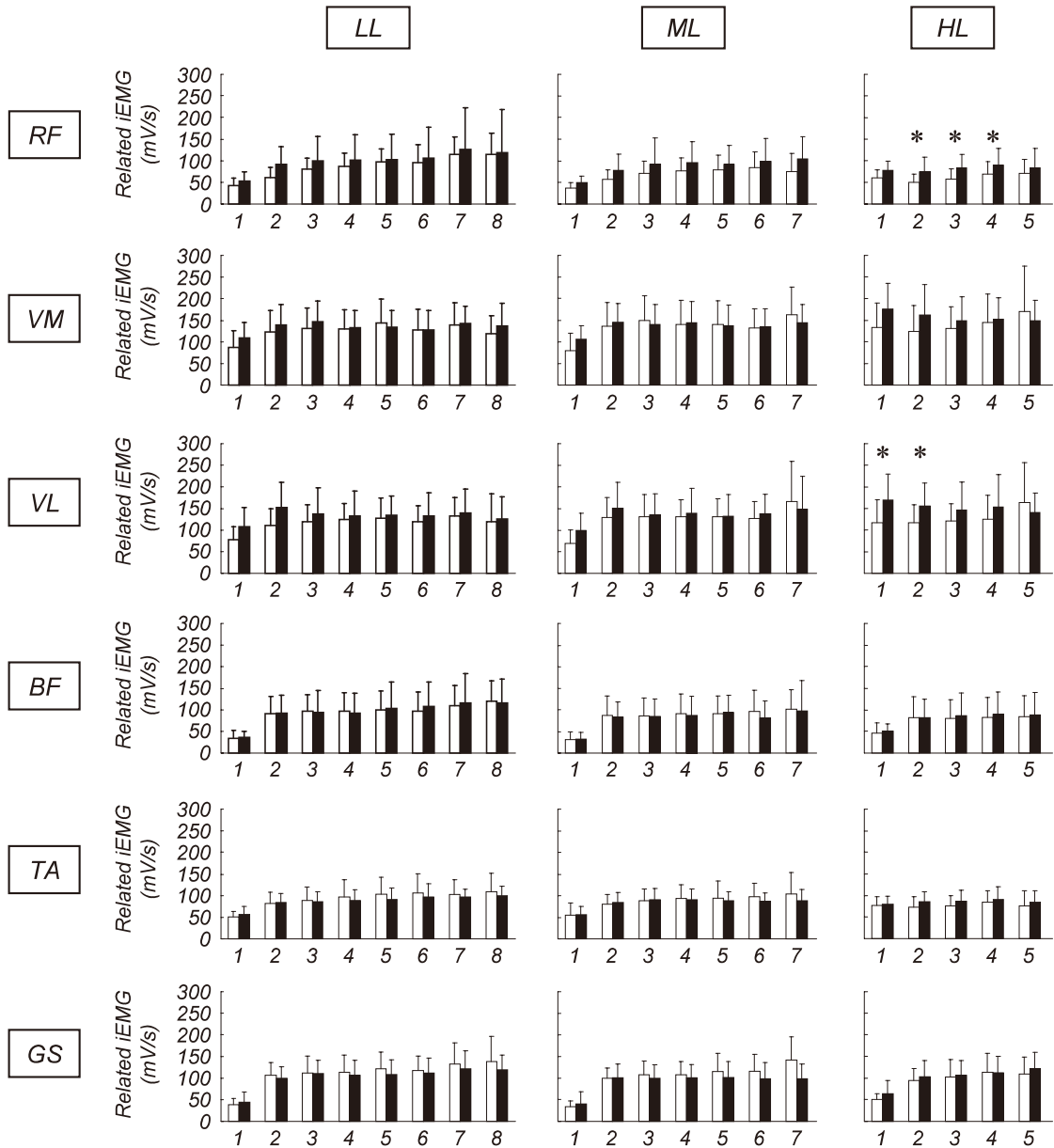


Fig.4. Comparisons of related iEMG between LG and HG on three loads.

□: LG ■: HG

RF: Rectus Femoris, VM: Vastus Medialis, VL: Vastus Lateralis, BF: Biceps Femoris, TA: Tibialis Anterior, GS: Gastrocnemius

*: Significant difference between LG and HG, $p < 0.05$

転において有意な群間差が認められたのは、HLにおけるRFの第2回転から第4回転、VLの第1回転と第2回転であった。

IV. 考 察

自転車駆動における出力パワーの差を生じさせた要因を探る上では、単純に計測された最大無酸素性パワーの高い被検者と低い被検者に分類し比較することによって、その要因を探ることが可能である。しかしながら、このような観点では先行研究^{1, 2, 3, 6, 7, 11)}の指摘同様に、結果として競技種目によるトレーニングによって生じた筋形態（筋量）の違いによる影響が高いことが予想される。本研究では、体重と最大無酸素性パワーの相関関係を確認し、両者の関係を示す回帰直線の上方の被検者と下方の被検者にそれぞれ分類した。この分類によれば、体格的な要素に著しい差は認められず、ペダリングによって出力されたパワーの差を生じさせた要因について、筋形態以外の観点から検討することが可能である。本研究では、ペダリングによって出力されたパワーの差について、クランクに生じた力と速度、さらには下肢筋群の活動量から検討した。

MPPとMCFは、HLにおいて有意な差が確認された。先行研究^{1, 8)}では、自転車駆動におけるパワー発揮には、クランク力の大小が影響を及ぼす因子であることが報告されている。従って、出力パワーの差はクランク力の大小による影響が高いものと推察された。しかし、HLのMPP/MCF比は、HGがLGよりも有意に高い値を示していた。この結果は、LGにおいて高負荷の自転車駆動ではクランク力に対して発揮されるパワーが低いことを意味するものであり、パワーの構成要素である力と速度の要因の内、力の要素のみならず、速度の要因も影響している可能性が考えられた。

上記の結果をふまえ、ペダリング1回転毎のクランク力と角速度を算出し比較した結果、HLでは、第2回転から第5回転にかけてクランク角速

度に有意な差が確認された。また、全ての試技において確認されたが、第1回転においてはHGのクランク力がLGのそれよりも有意に高い値を示していた。従って、運動開始直後の第1回転において認められたクランク力の差が、それ以降の運動速度の差を生じさせ、発揮されるパワーの差に影響した可能性が示唆された。

次に、ペダリング1回転毎の下肢筋群の活動量を比較したところ、HLにおいては、大腿直筋及び外側広筋の活動量に有意な差が確認された。自転車駆動において、大腿伸筋群は股関節の屈曲及び膝関節の伸展運動に作用し、外側広筋は膝関節伸展運動に作用する筋群である。先行研究^{9, 10)}によれば、これらの筋群は自転車駆動において主動的な役割を果たすことが報告されている。従って、これらの筋群において確認された活動量の差は、力や速度の差に影響した可能性が示唆された。

V. ま と め

本研究では、自転車駆動時の発揮パワーの差異に及ぼす、クランクに生じた力と速度及び下肢筋群の活動量の影響について検討した。その結果、高負荷におけるMPPの差は、クランクに生じた力と速度の関係の相違によるものであろうことが推察された。また、大腿伸筋群の活動量の違いが発揮されるパワーの差に影響を及ぼした可能性が示唆された。今後、自転車駆動中の下肢筋群の活動様式については、さらなる検討が必要である。

本研究は、国士舘大学体育学部附属体育研究所の2012年度研究助成によって実施した。

参考文献

- 1) 船渡和男：クランキングによる自転車ペダルへのパワー発揮, J J Sports Sci, 11, (3) : 194-199. 1992.
- 2) Hautier, C.A., Linossier, M.T., Belli, A., Lacour, J.R., Arsac, L.M., : Optimal velocity for maximal

- power production in non-isokinetic cycling is related to muscle fiber type composition, *Eur. J. Appl. Physiol.* **74** : 114-118, 1996.
- 3) Hintzy, F., Belli, A., Grappe, F., Rouillon, J., : Optimal pedalling velocity characteristics during maximal and submaximal cycling in humans, *Eur. J. Appl. Physiol.*, **79** : 426-432, 1999.
 - 4) 金子公宥 : パワーアップの科学, (第1刷), 朝倉書店, 東京, 37-53, 1988.
 - 5) 川初清典, 猪飼道夫 : ヒトの脚筋パワーと力・速度要因 (I), *体育学研究*, **16** : 223-232, 1972.
 - 6) Martin, J.C., Wagner, B.M., : Coyle EF. Inertial-load method determines maximal cycling power in a single exercise bout, *Med. Sci. Sports Exerc.* **29** : 1505-1512, 1997.
 - 7) Mayhew, J.L., Salm, P.C., Gender differences in anaerobic power tests, *Eur. J. Appl. Physiol.*, **60** : 133-138, 1990.
 - 8) Pearson, S.J., Cobbold, M., Harridge, S.D.R., : Power output of the lower limb during variable inertial loading : A comparison between methods using single and repeated contractions, *Eur. J. Appl. Physiol.* **92** : 176-181, 2004.
 - 9) R.R. Neptune, S.A. Kautz, F.E. Zajac: Muscle contributions to specific biomechanical functions do not change in forward versus backward pedaling, *J. Biomechanics* **33**, 155-164, 2000.
 - 10) R.R. Neptune and W.H. Herzog: Adaptation of muscle coordination to altered task mechanics during steady-state cycling, *J. Biomechanics* **33**, 165-172, 2000.
 - 11) 立正伸, 牛山潤一, 宮谷昌枝, 久野譜也, 金久博昭, 福永哲夫 : 膝関節伸展トルクおよび脚伸展パワーにおける年齢差および性差, *体力科学*, **52** : 141-148, 2003.